

# BUNDESREPUBLIK DEUTSCHLAND

## PRIORITY DOCUMENT

SUBMITTED OR TRANSMITTED IN  
COMPLIANCE WITH RULE 17.1(a) OR (b)



REC'D 27 JUL 2004

WIPO

PCT

### Prioritätsbescheinigung über die Einreichung einer Patentanmeldung

**Aktenzeichen:** 103 25 841.8

**Anmeldetag:** 06. Juni 2003

**Anmelder/Inhaber:** ACRITEC GmbH, 16548 Glienicke/DE

**Bezeichnung:** Intraokularlinse

**IPC:** A 61 F, G 02 B

BEST AVAILABLE COPY

Die angehefteten Stücke sind eine richtige und genaue Wiedergabe der ursprünglichen Unterlagen dieser Patentanmeldung.

München, den 17. Juni 2004  
Deutsches Patent- und Markenamt  
Der Präsident  
Im Auftrag

Dzierzon

[Patentanmeldung]

Intraokularlinse

5 [Beschreibung]

Die Erfindung betrifft eine Intraokularlinse (IOL) und ein Verfahren zum Bestimmen der Abbildungseigenschaften von Intraokularlinsen.

- 10 Derartige Linsen sind bekannt. Die Topologie herkömmlicher Intraokularlinsen weist in aller Regel sphärische gekrümmte Oberflächen auf, deren Abbildungseigenschaften jedoch nicht ideal zur Abbildung auf der Netzhaut (Retina) des menschlichen Auges angepasst sind. Bekannte Verfahren zum Bestimmen  
15 der Abbildungseigenschaften von Intraokularlinsen setzen daher grundsätzlich sphärisch gekrümmte Oberfläche voraus

- Aufgabe der Erfindung ist es, eine Intraokularlinse zu schaffen, deren Abbildungseigenschaften ein Bild mit verbesserter Qualität auf der Netzhaut erzeugt. Aufgabe der Erfindung ist es ferner, ein Verfahren zum Bestimmen der Abbildungseigenschaften der Intraokularlinse zu schaffen, der unabhängig von der topologischen Beschaffenheit der Linse zuverlässige Ergebnisse liefert.

25

- Die Aufgabe wird erfindungsgemäß durch eine Intraokularlinse mit negativer sphärischer Aberration gelöst. Herkömmliche, sphärisch gekrümmte Intraokularlinsen positiver Brechkraft weisen eine positive sphärische Aberration auf, d.h. sie  
30 brechen eine einfallende Welle mit ebener Wellenfront in eine auslaufende Welle mit einer elliptisch oblong gekrümmten Wellenfront. Der Fokus einer solchen Linse ist demnach nicht punktförmig. Demgegenüber ist die erfindungsgemäße Intraokularlinse vorzugsweise so ausgestaltet, dass sie in der Umge-

5 bung von Immersionsmedium, insbesondere der invivo-Umgebung (Brechungsindex 1,336) im Auge eine einfallende Welle mit einer elliptisch oblong gekrümmten Wellenfront in eine auslaufende Welle mit einer im Wesentlichen sphärischen Wellenfront bricht. Hierdurch werden die Abbildungseigenschaften der vor der IOL liegenden Hornhaut (Cornea) des Auges besser berücksichtigt und es wird bewirkt, dass eine genauere Fokussierung auf der Retina möglich ist.

- 10 Solche Abbildungseigenschaften werden bevorzugt dadurch erreicht; dass der Brechungsindex und die Krümmung der Linsenoberflächen so gewählt werden, dass die Linse im Zentrum eine Brechkraft  $D$  größer oder gleich +3 Dioptrin (dpt) im Immersionsmedium aufweist, und dass in der Umgebung von Luft
- 15 eine einfallende Welle mit einer im Wesentlichen ebenen Wellenfront in eine auslaufende Welle mit einer hyperbolischen Wellenfront gebrochen wird.

20 Die Form der Krümmung der Wellenfronten sowohl als auch die Krümmung der Linsenoberflächen lassen sich durch die folgende Funktion beschreiben:

$$y^2 = px - (1 + asph)x^2 \quad (1)$$

- 25 worin  $x$  mit der Richtung der Lichtausbreitung bzw. der Linsendicke zusammenfällt,  $y$  die dazu senkrechte Richtung, radial auswärts bezüglich der Linsenmitte angibt,  $p$  ein beliebiger Parameter und  $asph$  die sogenannte Asphärizität ist, d.h. ein Maß für die Abweichung der Krümmung der
- 30 Linsenoberfläche von einer Kugelform. Die Form der Linsenoberfläche bzw. Wellenfront ist für verschiedene Asphärizitäten in Fig. 1 im Schnitt dargestellt. Mit einer Asphärizität größer als 0 beschreibt die Gleichung demgemäß eine Ellipse, deren Hauptachse in  $x$ -Richtung (gedehnt
- 35 dargestellt) kleiner als die in  $y$ -Richtung ist (oblong). Ist

die in y-Richtung ist (oblong). Ist die Asphärizität gleich 0, wird ein Kreis beschrieben. Liegt sie zwischen 0 und -1 (jeweils ausschließlich der Grenzwerte), wird eine Ellipse beschrieben, deren Hauptachse in x-Richtung größer als die in y-Richtung ist (prolong). Beträgt die Asphärizität -1, so beschreibt Gleichung (1) eine Parabel, und ist ihr Wert kleiner als -1, dann beschreibt sie eine Hyperbel.

Vorzugsweise weist die hyperbolische Wellenfront einer aus einer einfallenden ebenen Welle von der erfindungsgemäßen Linse erzeugten Welle eine Asphärizität ( $asph_{out}$ ) kleiner oder gleich -5 auf. Ebenfalls bevorzugt weist die Intraokularlinse wenigstens eine konvex gekrümmte Oberfläche auf, deren Krümmung eine Asphärizität ( $asph_L$ ) kleiner oder gleich -1 aufweist.

Die Erfindung wird nachfolgend anhand von Ausführungsbeispielen unter Bezugnahme auf die Figuren näher erläutert. Es zeigen:

20

Fig. 1 eine Darstellung der Krümmung einer durch Gleichung (1) beschriebenen Kurve für verschiedene Asphärizitätswerte;

25 Fig. 2 ein Diagramm der Asphärizität einer auslaufenden Welle für verschiedene topographische Asphärizitäten der Cornea bei einer cornealen Brechkraft im Zentrum von 40 Dioptrien;

30 Fig. 3 ein Diagramm der Asphärizität einer auslaufenden Welle für verschiedene topographische Asphärizitäten der Cornea bei einer cornealen Brechkraft im Zentrum von 50 Dioptrien;

Fig. 4 ein Diagramm der negativen Asphärizität der Oberfläche eines ersten Ausführungsbeispiels der erfindungsgemäßen IOL zur Umwandlung einer sphärischen Welle in eine andere sphärische Welle sowie der negativen Asphärizität einer auslaufenden Welle gemessen in Luft und im Immersionsmedium jeweils in Abhängigkeit von der Brechkraft der Linse;

Fig. 5 ein Diagramm der negativen Asphärizität der Oberfläche eines zweiten Ausführungsbeispiels der erfindungsgemäßen IOL zur Umwandlung einer asphärischen Welle in eine sphärische Welle sowie der negativen Asphärizität einer auslaufenden Welle gemessen in Luft und im Immersionsmedium jeweils in Abhängigkeit von der Brechkraft der Linse;

Fig. 6 eine schematische Darstellung einer Messvorrichtung zur Bestimmung der Wellenform der durch eine IOL gebrochenen auslaufenden Welle bei Einstrahlung ebener Wellen;

Fig. 7 einen schematischen Querschnitt eines dritten Ausführungsbeispiels der erfindungsgemäßen IOL;

Fig. 8 die Wellenfront einer von der IOL gemäß Fig. 7 ausgehenden Welle im Vergleich zu einer von einer Linse mit sphärischen Flächen ausgehenden Welle gemessen in Luft; und

Fig. 9 die Wellenfront einer von der IOL gemäß Fig. 7 ausgehenden Welle im Vergleich zu einer von einer Linse mit sphärischen Flächen ausgehenden Welle gemessen im Immersionsmedium.

Im folgenden werden die bei der erfindungsgemäßen IOL berücksichtigten Abbildungsverhältnisse im menschlichen Auge untersucht. Die Cornea weist bekanntermaßen einen Brechungsindex von etwa 1,37 auf, sie stellt topographisch im Wesentlichen eine Asphäroidschale dar. Diese hat einen vernachlässigbar geringen Einfluss auf die Brechung einer einfallenden Welle. Die Brechung des einfallenden Lichts hängt vielmehr einerseits von der durch die Topographie der Cornea vorgegebenen Krümmung ab andererseits aber von dem Brechungsindex des hinter der Cornea befindlichen Immersionsmedium (Kammerwasser). Dieses hat bekanntermaßen einen Brechungsindex von 1,336. Die Topographie der Cornea wird durch die Asphärizität ( $asph_c$ ) charakterisiert, für die in der Literatur Werte von  $asph_c = -0,26 \pm 0,18$  (Kiely et al. in G. Smith et al., Vision Research 41, 2001, 235 - 43) und  $asph_c = -0,18 \pm 0,15$  (Guillon et al., loc. cit.) angegeben werden. Gemäß dieser Literaturangaben kann davon ausgegangen werden, dass die Cornea des menschlichen Auges in der Regel elliptisch gekrümmt ist. Für die folgende Betrachtung wird für die Asphärizität der Cornea deshalb ein Werteintervall von  $asph_c = -0,56$  bis 0 angenommen, um sicher zu stellen, dass praktisch alle in der Natur vorkommenden Asphärizitäten der menschlichen Cornea erfasst sind. Hierbei ist zu bemerken, dass der obere Grenzwert ( $asph_c = 0$ ) einer Cornea mit sphärischer Krümmung entspricht.

Ferner ist die Topographie der Cornea durch deren Flächenbrechkraft im Mittelpunkt, d.h. auf der optischen Achse, charakterisiert. Hierfür wird ein Intervall von 40 bis 50 Dioptrien (dpt) angenommen, womit der Bereich der in der Natur tatsächlich vorkommenden Flächenbrechkraft der Cornea, die nach derzeitigen Erkenntnissen im Mittelwert bei 43 dpt liegt, sowohl zu höheren als auch zu niedrigeren Werten hin abgedeckt ist.

In den Figuren 2 und 3 ist die Asphärizität ( $asph_{IN}$ ) einer von der Cornea bzw. dem Immersionsmedium gebrochenen Welle bei Einfall einer ebenen Welle, d.h. eine Welle mit ebener Wellenfront, wie z.B. Licht, das von einem unendlich weit entfernten Punkt ausgesendet wird, dargestellt. Diese hängt ab von der topographischen Asphärizität der Cornea und von dem Abstand des Scheitels der Wellenfront von dem Scheitel der Cornea (Abszissenwert). Für das Intervall dieses Wertes wird der Abstand zwischen der Mitte der Intraokularlinse und dem vorderen Scheitelpunkt der Cornea im menschlichen Auge zugrunde gelegt, der zwischen minimal 3 mm und maximal 6 mm liegt. Fig. 2 gibt die Verhältnisse im Falle einer Cornea mit einer zentralen Flächenbrechkraft von 40 dpt an. Hieraus geht hervor, dass die Asphärizität der gebrochenen, auf der Intraokularlinse auftreffenden Wellenfront sich zwischen dem Grenzwert  $asph_{IN} = 0$  bei einer topographischen Asphärizität der Cornea  $asph_c = -0,56$  und dem Grenzwert  $asph_{IN} = 10,8$  bei einer topographischen Asphärizität  $asph_c = 0$  bewegt. Ausgehend von einer zentralen Flächenbrechkraft der cornea von 50 dpt, vgl. Fig. 3, liegt die Asphärizität der gebrochenen, auf der intraokularen Linse auftreffenden Wellenfront  $asph_{IN}$  zwischen 0 und +11,4. Insgesamt lässt sich somit feststellen, dass die Asphärizität dieser Wellenfront stets in dem zuletzt genannten Intervall liegt, die Wellenfront somit entweder sphärisch ( $asph_{IN} = 0$ ) oder ansonsten stets ellip-tisch oblong ( $asph_{IN} > 0$ ) gekrümmt ist. Mit anderen Worten weist die Cornea eine positive sphärische Aberration auf, da sie die Strahlen am Rand stärker bricht als die im Zentrum. Diese Erkenntnis zugrunde gelegt, bedarf es also einer IOL mit negativer sphärische Aberration, um die von der Cornea kommende asphärische Welle zu brechen, so dass eine verbesserte Abbildung auf der Netzhaut des Auges erzielt wird.

Vorzugsweise ist die erfindungsgemäße IOL so ausgestaltet, dass in der Umgebung von Immersionsmedium eine einfallende Welle mit einer elliptisch oblong gekrümmten Wellenfront in eine auslaufende Welle mit einer im Wesentlichen sphärischen Wellenfront gebrochen wird, wobei die Brechkraft der IOL abhängig vom Auge des Patienten so zu wählen ist, dass das Zentrum der auslaufenden Wellen auf der Retina des Auges liegt.

- 10 Die erfindungsgemäße IOL kann verschiedene Gestalt annehmen: gemäß einer ersten Ausführungsform weist diese in ihrem Zentrum, in der Umgebung des Immersionsmediums eine Brechkraft  $D_1$  von wenigstens +3 dpt und die Brechkraft nimmt zum Rand der Linse hin ab. Desweiteren wird beispielhaft ein
- 15 Brechungsindex von 1,46, ein Durchmesser der Linse von 6 mm und eine achsparallelen Randstärke von 0,25 mm angenommen.

Fig. 4 zeigt die erforderliche negative Asphärizität der Oberflächen ( $asph_L$ ) eines ersten, bikonvex, symmetrischen Ausführungsbeispiels der erfindungsgemäßen IOL zur Umwandlung einer einfallenden Welle mit einer sphärischen Wellenfront ( $asph_{IN} = 0$ , d. h. für den Extremfall einer minimal zu erwartenden topographischen Asphärizität der Cornea von -0,56) in eine auslaufende Welle mit ebenfalls sphärischer Wellenfront ( $asph_{OUT} = 0$ ). Die Asphärizität der Oberflächen der IOL hängt von der zentralen Flächenbrechkraft der IOL im Immersionsmedium ab. Der Verlauf ist in der unteren Kurve (offene Kreise) dargestellt.

- 30 Darüber in Fig. 4 (offene Dreiecke) ist der Verlauf der negativen Asphärizität der Wellenfront der auslaufenden Welle gezeigt, die durch eine entsprechende IOL im Immersionsmedium erzeugt wird, wenn die einfallenden Welle eine ebene Wellenfront aufweist. Die obere Kurve in Fig. 4 (offene Quadra-



te) zeigt die negative Asphärizität der Wellenfront einer auslaufenden Welle, die durch die selbe Linse gemessen in Luft erzeugt wird, wenn eine Welle mit ebener Wellenfront einfällt.

5

Fig. 5 zeigt in entsprechender Weise die negative Asphärizität der Oberflächen einer bikonvex, symmetrischen IOL (offene Kreise)  $asph_L$ , die dazu geeignet ist, eine einfallende asphärische Welle mit der im menschlichen Auge maximal zu erwartenden Asphärizität  $asph_{IN} = 11,4$  in einer Welle mit einer sphärischen Wellenfront zu brechen. Die Wellenfront einer durch eine solche Linse gebrochenen, ebenen einfallenden Welle ist in den beiden Kurven darüber dargestellt, nämlich für die Messung in Luft (offene Dreiecke) und die Messung im Immersionsmedium (offene Quadrate).

Den Figuren 4 und 5 ist zu entnehmen, dass die topographischen Asphärizitäten der brechenden Flächen der erfindungsgemäßen Intraokularlinse jedenfalls negative Werte kleiner als  $-1$  annehmen, die Flächen also immer hyperbolisch sind. Dies gilt insbesondere auch im Fall einer erfindungsgemäßen IOL, die nur eine konvexe Oberfläche aufweist. Wird zum Beispiel eine IOL mit 20 dpt Brechkraft, einem Brechungsindex von 1,46 und mit einem Parameter  $p = 12,3578$  mm gewählt, die für den Fall einer Cornea mit 43 Dioptrien Flächenbrechkraft und einer Asphärizität  $asph_C = -0,26$  dimensioniert ist, beträgt die Asphärizität beider Oberflächen einer bikonvex spiegelsymmetrischen IOL  $asph_L = -6,24$ . Im Fall einer IOL, deren Eintrittsfläche asphärisch und deren Austrittsfläche sphärisch ausgestaltet ist, beträgt die Asphärizität der einen Oberfläche hingegen  $asph_L = -13,9$ . Die Asphärizität bei einer IOL mit nur einer hyperbolisch-asphärischen Oberfläche ist dabei immer größer als im Fall einer symmetrischen IOL. Die in den Figuren 4 und 5 gezeigten Werte der Asphärizität

stellen in diesem Sinne Minimalwerte dar. In allen Fällen ist demnach die Asphärizität wenigstens einer der brechenden Flächen der erfindungsgemäßen IOL mit einer Brechkraft im Immersionsmedium von  $D_1 \geq +3$  dpt kleiner als -1. Mit anderen  
5 Worten die Topographie wenigstens einer der brechenden Flächen lässt sich immer durch ein Hyperboloid beschreiben.

Den Figuren 4 und 5 ist ferner zu entnehmen, dass eine solche IOL eine einfallende, ebene Welle in eine auslaufende  
10 Welle mit hyperbolisch gekrümmter Wellenfront bricht, denn die Asphärizität der auslaufenden Welle  $asph_{out}$  liegt in jedem Fall unterhalb von -1. Dies gilt sowohl in der Umgebung des Immersionsmediums mit einem Brechungsindex  $n_1 = 1,336$  (obere Kurven) als auch in Luft mit einem Brechungsindex  
15  $n_2 = 1$  (mittlere Kurve). Bevorzugt weist die hyperbolische Wellenfront eine Asphärizität  $asph_{out} \leq -5$  auf.

Eine herkömmliche IOL mit sphärisch gekrümmten Oberflächen weist hingegen eine positive sphärische Aberration auf, dass  
20 heißt sie bricht eine einfallende Welle mit ebener Wellenfront in eine auslaufende Welle mit einer elliptisch oblong gekrümmten Wellenfront. Dies gilt grundsätzlich bei positiver Brechkraft der Linse, d.h. sowohl in Luft wie auch im Umgebungsmediums, sofern der Brechungsindex des Linsenmaterials größer als der des Umgebungsmediums ist, bei einem  
25 Brechungsindex des Linsenmaterials von 1,46 insbesondere also auch im Immersionsmedium.

Durch eine Messung der Wellenform der auslaufenden Welle  
30 kann bei bekanntem Brechungsindex daher eine IOL gemäß der ersten Ausführungsform der vorliegenden Erfindung von einer Intraokularlinse gemäß dem Stand der Technik unterschieden werden, wenn sie mit einer ebenen Welle beleuchtet wird. Und...  
zwar kann eine entsprechende Messung in vitro in einem stan-

dardisierten Messaufbau erfolgen und braucht nicht im menschlichen Auge vorgenommen zu werden. Ein Beispiel eines solchen Messaufbaus ist in Fig. 6 gezeigt. Er entspricht im Wesentlichen einem aus der Norm ISO 11979-2 bekannten Aufbau

5 bestehend aus einer Anordnung optischer Elemente zur Erzeugung einer ebenen Welle, d.h. zur Erzeugung und Kollimation eines parallelen Strahlenbündels, mit dem eine zu vermessenden IOL 614 beleuchtet wird. In Strahlrichtung dahinter befindet sich ein Wellenfrontanalysator nach Hartmann-

10 Shack 620, zur Bestimmung der Wellenform der durch die IOL 614 erzeugten auslaufenden Welle. Der Wellenfrontanalysator zerlegt das von der IOL kommende Strahlenbündel 616 mittels einer Linsenanordnung 622 in eine Vielzahl von Strahlenbündeln 624, deren lokale Verteilung mittels eines Lichtdetektors 626, wie beispielsweise einer CCD-Kamera, nachgewiesen

15 wird. Anhand der Verteilung können mittels einer Bildauswerteeinrichtung (nicht gezeigt) in bekannter Weise Rückschlüsse auf die Wellenform gezogen werden. Mit diesem Verfahren lassen sich die Abbildungseigenschaften der zu untersuchen-

20 den IOL bestimmen. Die Ergebnisse lassen zwar keine eindeutigen Rückschlüsse auf die Materialeigenschaften und die topographischen Parametern der Intraokularlinse zu, da dieselben Abbildungseigenschaften durch Intraokularlinsen Linsen mit verschiedenen Brechungsindizes und Oberflächenkrümmungen

25 erzielt werden können. Jedoch kommt es bei der Untersuchung der IOL aber gerade auf deren optische Eigenschaften an, so dass dieses Verfahren gegenüber bekannten Verfahren, bei deren Auswertung die Topologie sphärischer Linsen zugrundegelegt wird und die daher für die Messung der erfindungsgemä-

30 ßen IOL ungeeignet sind, universell eingesetzt werden kann. Daher eignet sich dieses Messverfahren, insbesondere um eine erfindungsgemäße IOL von einer herkömmlichen sphärischen IOL zu unterscheiden, da diese sich, wie oben gezeigt, gerade durch ihre charakteristischen Abbildungseigenschaften unter-

scheidet. Die Messungen der Abbildungseigenschaften der zu messenden IOL können mit diesem Messaufbau vorzugsweise im Umgebungsmedium Luft aber auch im Immersionsmedium durchgeführt werden.

5

In beiden Figuren 4 und 5 sind die Brechungseigenschaften für Intraokularlinsen mit Brechkraften im Intervall zwischen 3 dpt und 35 dpt gewählt. Die erfindungsgemäßen Intraokularlinsen sind jedoch nicht auf diese Brechkraften beschränkt. Größere Brechkraften können ebenso gewählt werden und sind auf Grund des stetigen Verlaufs der Kurven in einfacher Weise extrapolierbar. Die obigen Überlegungen wurden exemplarisch für eine IOL mit einem Brechungsindex von 1,46, einem Durchmesser von 6 mm und einer achsparallelen Randstärke von 0,25 mm. Jedoch ist die Erfindung nicht auf eine IOL mit den genannten Werte für den Brechungsindex, den Durchmesser oder die Randstärke beschränkt.

Die IOL gemäß einer zweiten Ausführungsform der vorliegenden Erfindung weist eine zentrale Brechkraft im Immersionsmedium  $D_i$  von maximal -2 dpt auf. Auch eine solche erfindungsgemäße IOL bricht bei entsprechender Krümmung der Linsenoberfläche, d.h. mit einer zum Rand der Linse hin abnehmenden Brechkraft (negative sphärische Aberration), eine einfallende Welle mit elliptisch oblong gekrümmter Wellenfront in eine auslaufende sphärische Welle. Eine solche erfindungsgemäße Linse wandelt eine einfallende ebene Welle in eine auslaufende Welle mit elliptisch oblong gekrümmter Wellefront um.

Wie oben erwähnt, wandelt eine herkömmliche sphärische Linse positiver Brechkraft eine einfallende ebene Welle in eine Welle mit elliptisch oblong gekrümmter Wellenfront um, d.h. dass die gebrochenen Randstrahlen eine stärkere Ablenkung erfahren als die zentralen Strahlen. Anders gesagt, weisen

sphärische Linsen mit positiver Brechkraft eine positive sphärische Aberration auf. Dementsprechend ist Aberration bei einer sphärischen Linse mit negativer Brechkraft negativ. Eine solche Linse wandelt eine einfallende ebene Welle in eine auslaufende Welle mit ebenfalls elliptisch oblong gekrümmter Wellenfront um.

Dies ist der folgenden Tabelle 1 zu entnehmen, in der die Asphärizitäten auslaufender Wellen nach Brechung einer einfallenden ebenen Welle durch erfindungsgemäße und herkömmliche Intraokularlinsen mit jeweils gleicher zentraler (nominaler) Brechkraft in Immersion  $D_i$  sowohl für das Umgebungsmedium Luft als auch für das Immersionsmedium gegenübergestellt sind.

15

Tabelle 1

$D_i$ der IOL (in Immersion)		-2 dpt	-4 dpt	-7 dpt	-10 dpt
sphärische IOL	asph <sub>out</sub> in Immersion	+27.6	+36.4	+35.9	+35.89
	asph <sub>out</sub> in Luft	+3.55	+3.63	+3.63	+3.65
erfindungsgemäße IOL	asph <sub>out</sub> in Immersion	+44143	+7321	+1521.3	+559.4
	asph <sub>out</sub> in Luft	+1807.9	+302.49	+64.03	+23.9

Gemäß der in Tabelle 1 zusammengestellten Daten, weisen die im Immersionsmedium gemessenen Wellenfronten bei der Untersuchung der erfindungsgemäßen IOL eine gegenüber einer herkömmlichen sphärischen IOL um das 1600- bis 20-fach größere positive Asphärizität auf, jeweils abhängig von der Brechkraft der Linsen. Im Fall der Brechung in Luft weisen die von der erfindungsgemäßen IOL erzeugten Wellenfronten gegenüber denen von einer herkömmlichen sphärischen Linse erzeug-

ten Wellenfronten eine um das 500- bis 8,5-fache erhöhte positive Asphärizität auf, wiederum jeweils abhängig von der Brechkraft der Linsen. Insbesondere erreicht die Asphärizität einer durch eine sphärische IOL mit negativer Brechkraft in Luft unabhängig von deren Betrag keine Werte, die größer als +10 sind. Die beiden auslaufenden Wellen lassen sich daher durch das Maß ihrer Asphärizität leicht unterscheiden. Bei bekannter Brechkraft der Linsen kann also wiederum mit Hilfe der Vorrichtung gemäß Fig. 6 unterschieden werden, ob die untersuchte Linse eine herkömmliche sphärische IOL oder eine erfindungsgemäße IOL ist.

Eine Intraokularlinse gemäß einer dritten Ausführungsform der vorliegenden Erfindung weist eine zentrale Brechkraft zwischen +2 dpt und -1 dpt im Immersionsmedium auf. Auch in diesem Fall ist die Brechkraft der erfindungsgemäße IOL am Rand geringer als im Zentrum. In Fig. 7 ist beispielhaft eine symmetrische IOL 700 mit einer Brechkraft im Zentrum von +2 dpt im Querschnitt dargestellt. Die Linse 700 ist ausgelegt zur Umwandlung einer von der Cornea einfallende Welle mit einer Wellenfront elliptischer Asphärizität  $asph_{IN} = 5,51$  in eine im Wesentlichen sphärische Welle. Es zeigt sich, dass der Meridian der Scheiteloberfläche 710 dieser IOL einen Wendepunkt 712 bei einem Maximalabstand von ca. 1,8 mm Zentralachse 714 der Linse aufweist.

In den Figuren 8 und 9 ist der Verlauf der Wellenfronten auslaufender Wellen dargestellt, die von der erfindungsgemäßen IOL einerseits und einer sphärischen IOL mit gleicher nomineller Brechkraft andererseits erzeugt werden, wenn eine ebene Welle eingestrahlt wird. Es zeigt sich im Vergleich, dass der Meridian der durch die erfindungsgemäße IOL erzeugten Wellenfront einen Wendepunkt aufweist, wohingegen die von einer herkömmlichen Linse erzeugte Wellenfront monoton

verläuft. Dies gilt sowohl im Umgebungsmedium Luft, vgl. Fig. 8, als auch in Immersionsmedium, vgl. Fig. 9. Hierdurch lassen sich erfindungsgemäße Linsen mit der oben genannten Brechkraft von herkömmlichen sphärisch gekrümmten Linsen eben-  
5    falls durch das in Verbindung mit Fig. 6 beschriebene Verfahren eindeutig unterscheiden.

[Patentansprüche]

1. Intraokularlinse,  
dadurch gekennzeichnet, dass sie in der Umgebung von Im-  
5 mersionsmedium eine einfallende Welle mit einer ellip-  
tisch oblong gekrümmten Wellenfront in eine auslaufende  
Welle mit einer im Wesentlichen sphärischen Wellenfront  
bricht.
2. Intraokularlinse nach Anspruch 1,  
10 gekennzeichnet durch eine positive Brechkraft in der Um-  
gebung von Immersionsmedium und eine negative sphärische  
Aberration.
3. Intraokularlinse nach Anspruch 2,  
15 gekennzeichnet durch eine Brechkraft im Zentrum der Lin-  
se, die in der Umgebung von Immersionsmedium größer oder  
gleich +3 dpt ist, wobei die Linse so ausgestaltet ist,  
dass sie in der Umgebung von Luft eine einfallende Welle  
mit einer im Wesentlichen ebenen Wellenfront in eine  
20 auslaufende Welle mit einer hyperbolischen Wellenfront  
bricht.
4. Intraokularlinse nach Anspruch 3,  
dadurch gekennzeichnet, dass die hyperbolische Wellen-  
front eine Asphärizität kleiner oder gleich -5 aufweist.
5. Intraokularlinse nach einem der Ansprüche 3 oder 4,  
25 dadurch gekennzeichnet, dass die Intraokularlinse we-  
nigstens eine konvex gekrümmte Oberfläche aufweist, de-  
ren Krümmung eine Asphärizität kleiner oder gleich -1  
aufweist.
6. Intraokularlinse nach Anspruch 1,  
30 gekennzeichnet durch eine Brechkraft im Zentrum der Lin-



se, die in der Umgebung von Immersionsmedium höchstens +2 dpt und mindestens -1 dpt beträgt, wobei die Linse so ausgestaltet ist, dass eine einfallende Welle mit einer im Wesentlichen ebenen Wellenfront in eine auslaufende Welle gebrochen wird, deren Scheiteloberfläche einen Meridian mit einem Wendepunkt aufweist.

7. Intraokularlinse nach Anspruch 1, **gekennzeichnet durch** eine Brechkraft im Zentrum der Linse, die in der Umgebung von Immersionsmedium kleiner oder gleich -2 dpt ist, wobei die Linse so ausgestaltet ist, dass eine einfallende Welle mit einer im Wesentlichen ebenen Wellenfront in eine auslaufende Welle mit einer elliptisch oblong gekrümmten Wellenfront gebrochen wird, deren Asphärizität gemessen in Luft größer als +10 ist.

8. Verfahren zum Bestimmen der Abbildungseigenschaften einer Intraokularlinse mit den Schritten:

- Erzeugen eines parallelen Lichtstrahls;
- Ausrichten des Lichtstrahls auf die Intraokularlinse;
- Zerlegen des durch die Intraokularlinse gebrochenen Lichtstrahls in eine Vielzahl fokussierter Strahlenbündeln mittels einer Linsenanordnung; und
- Detektieren der lokalen Verteilung der mittels der Linsenanordnung fokussierten Strahlenbündel.

**[Zusammenfassung]**

Die Erfindung betrifft eine Intraokularlinse mit negativer sphärischer Aberration und ein Verfahren zur Bestimmung der Brechkraft von Intraokularlinsen. In der Umgebung von Immersionsmedium bricht die Intraokularlinse eine einfallende Welle mit einer elliptisch oblong gekrümmten Wellenfront in eine auslaufende Welle mit einer im Wesentlichen sphärischen Wellenfront.

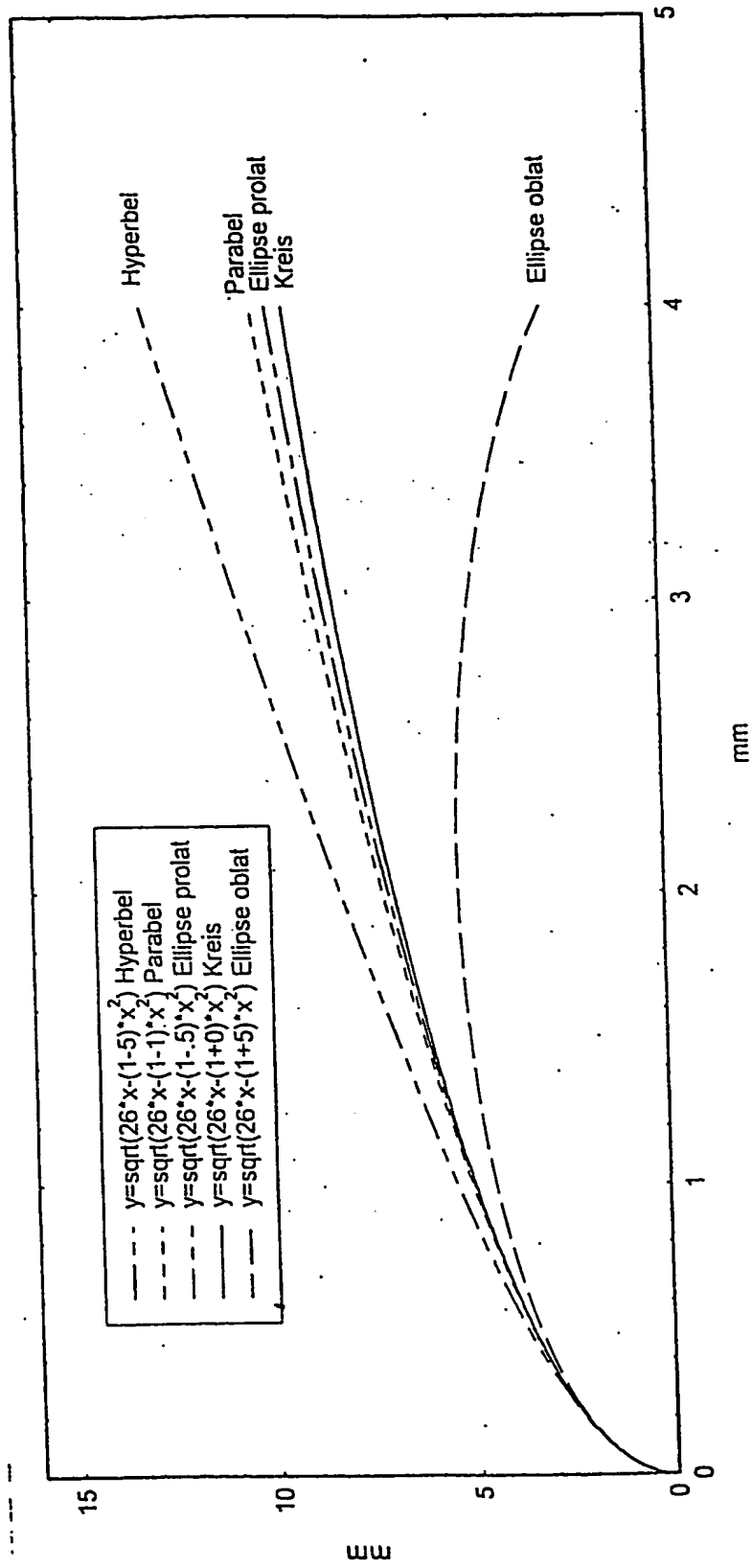


Fig. 1

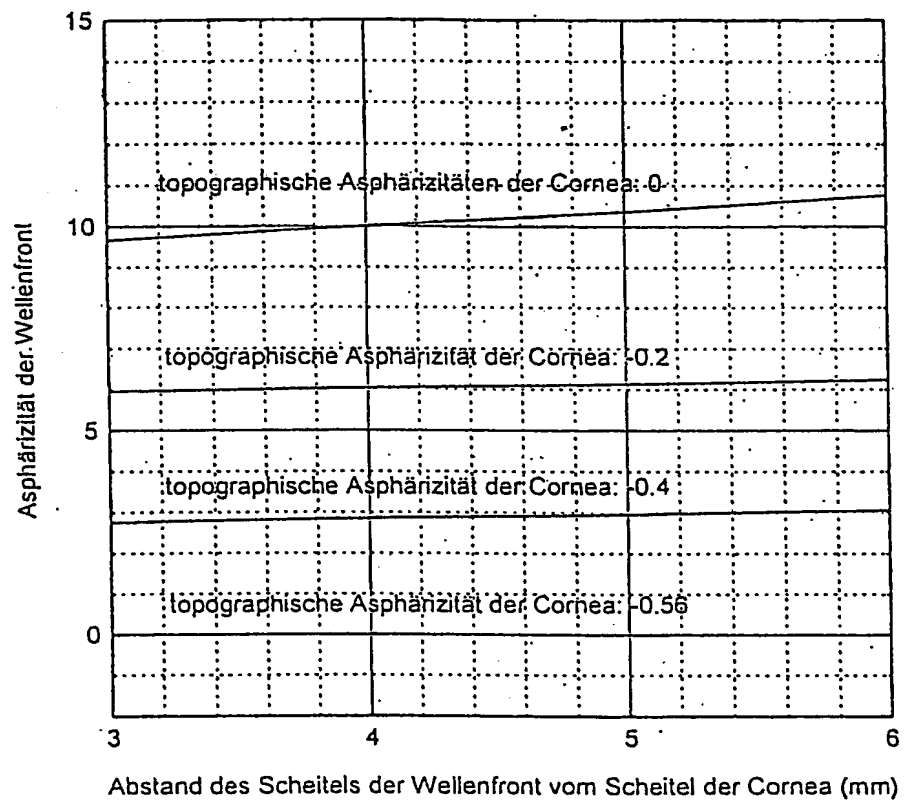


Fig. 2

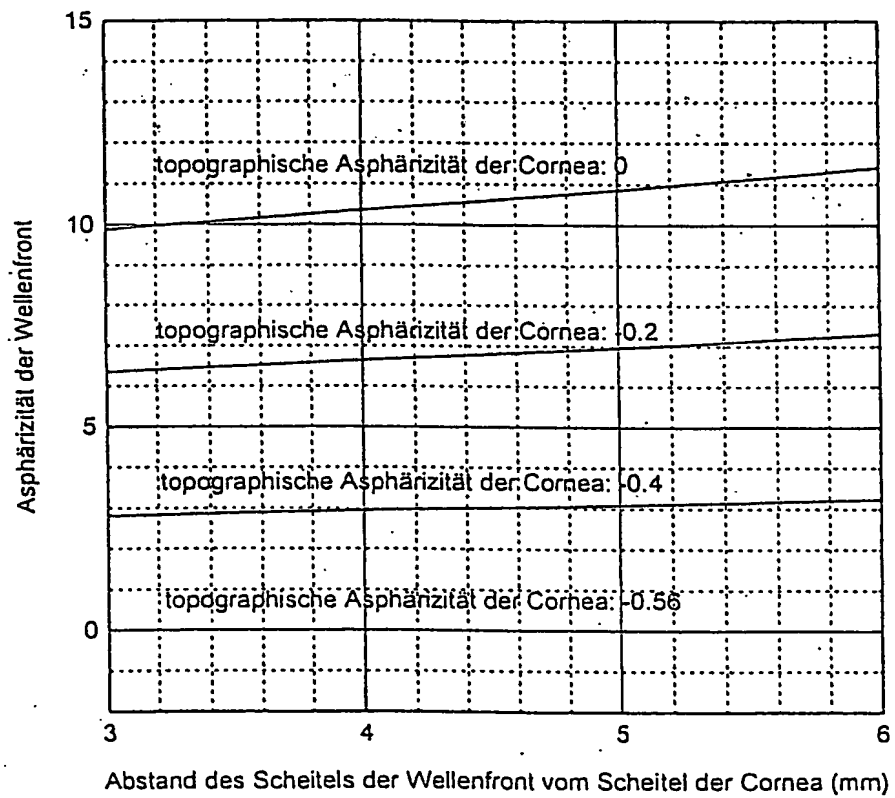


Fig. 3

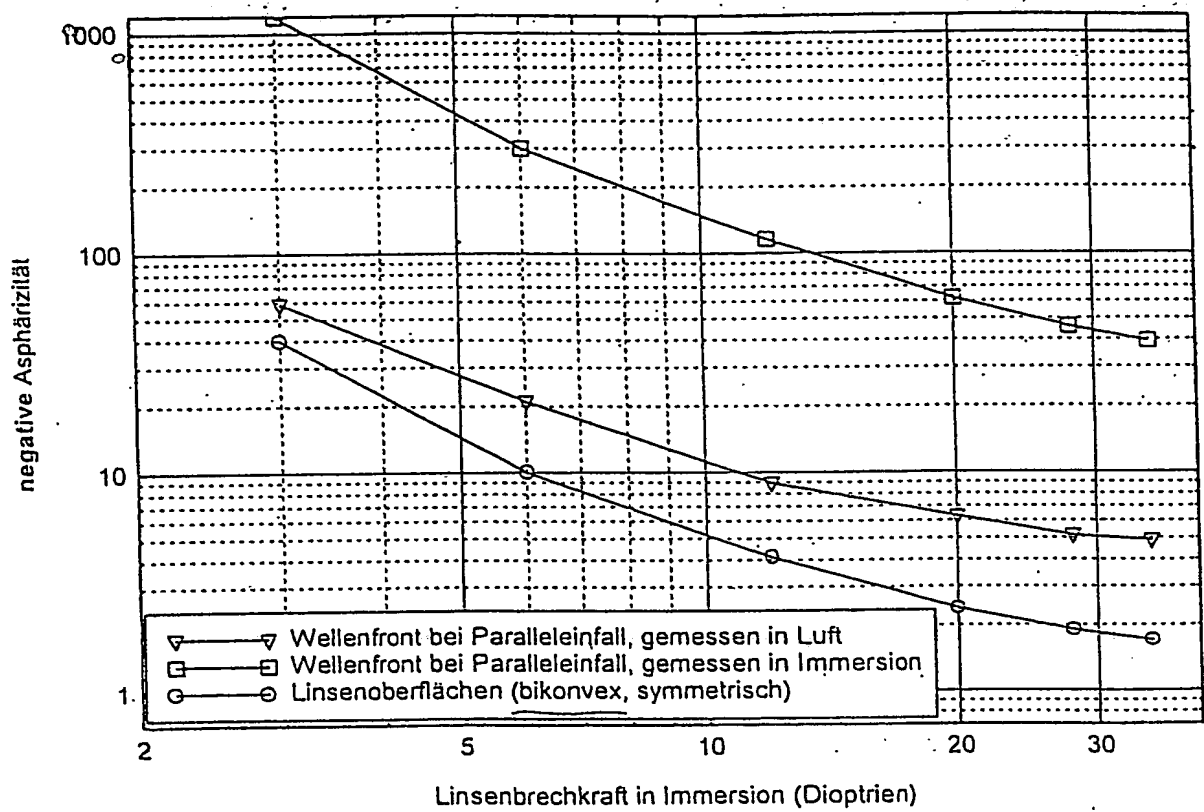


Fig. 4

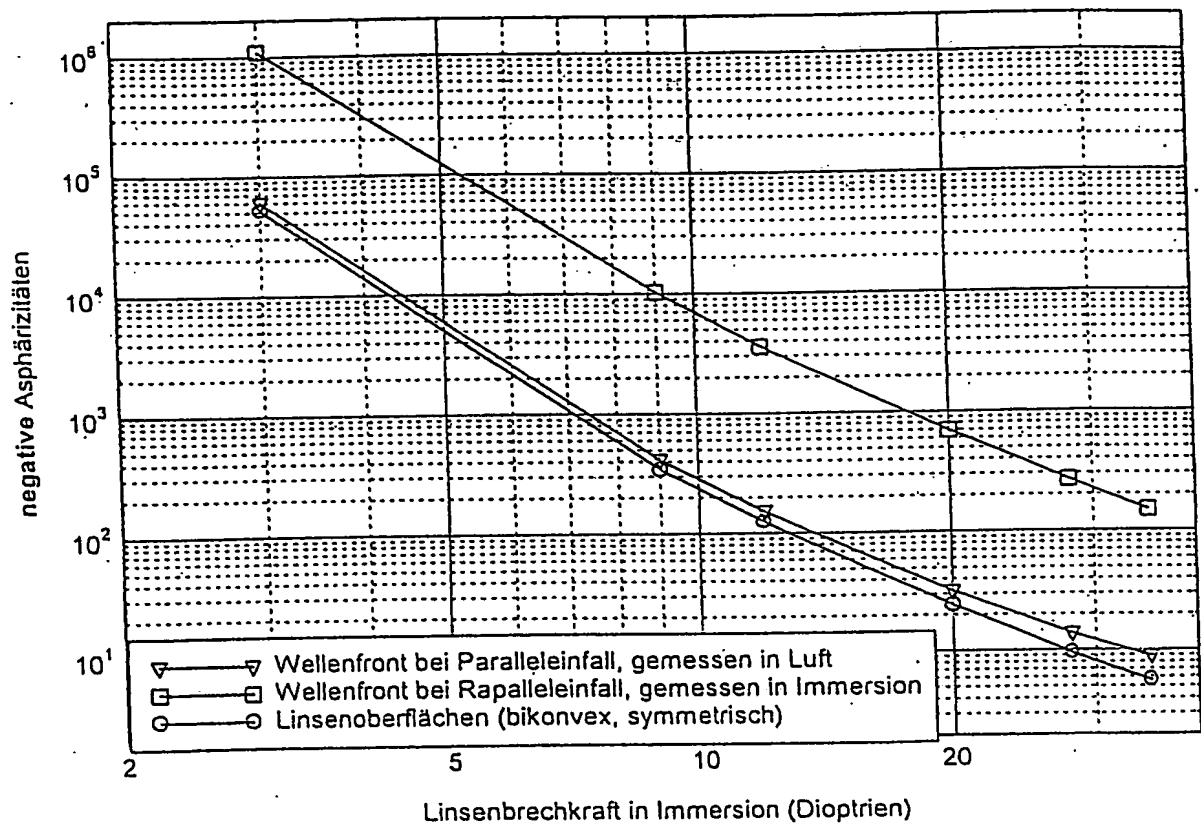


Fig. 5

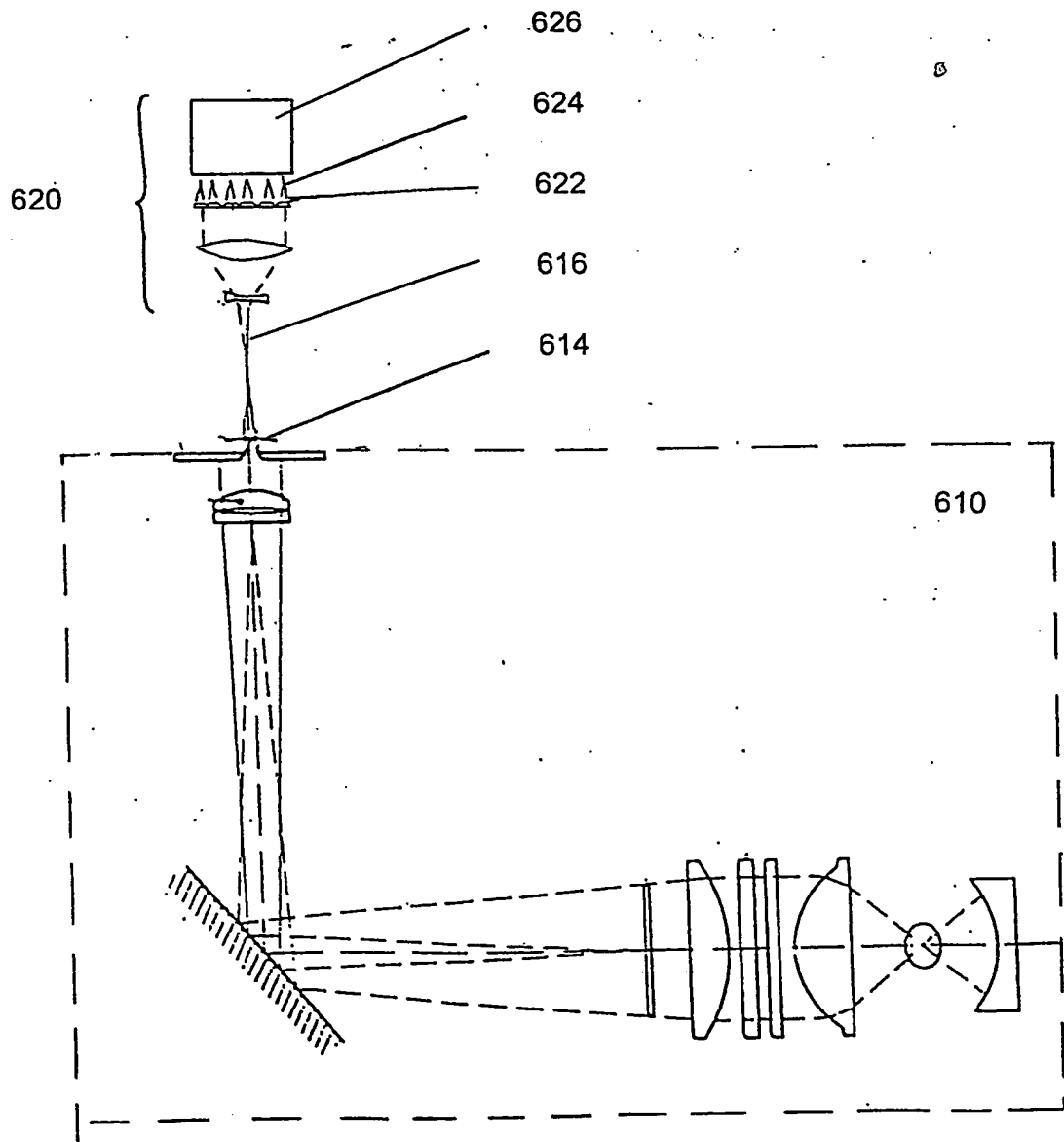


Fig. 6



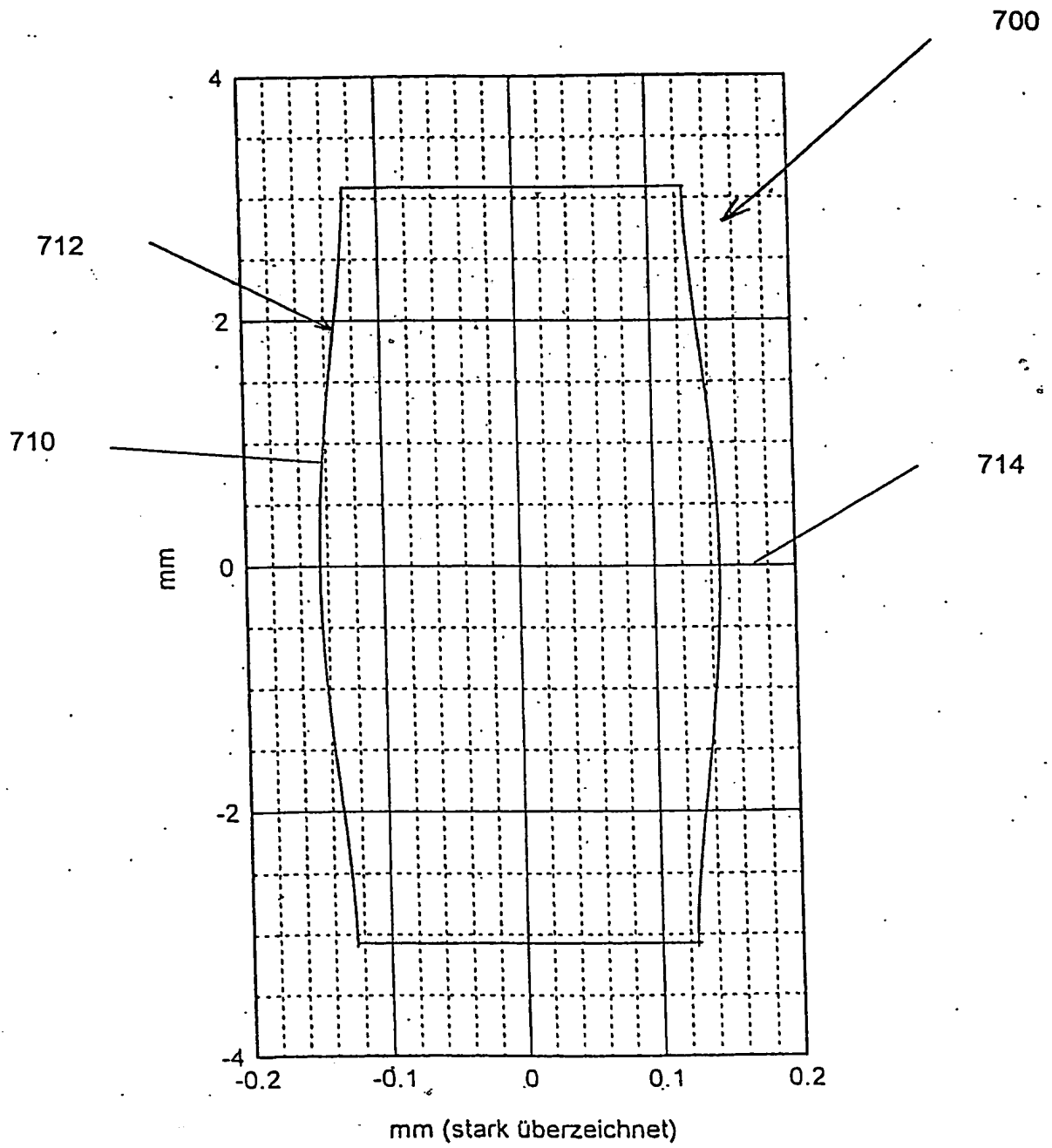


Fig.7

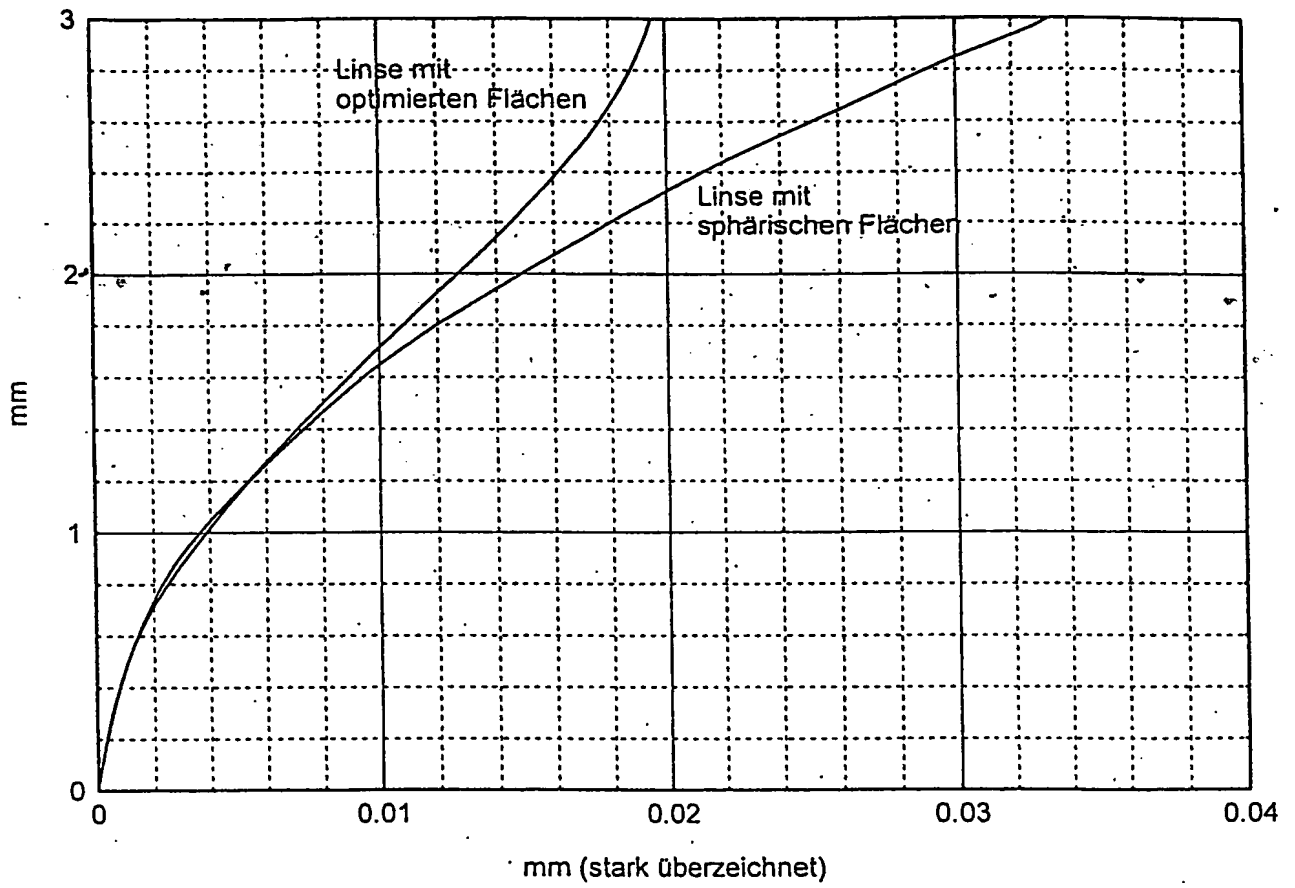


Fig. 8

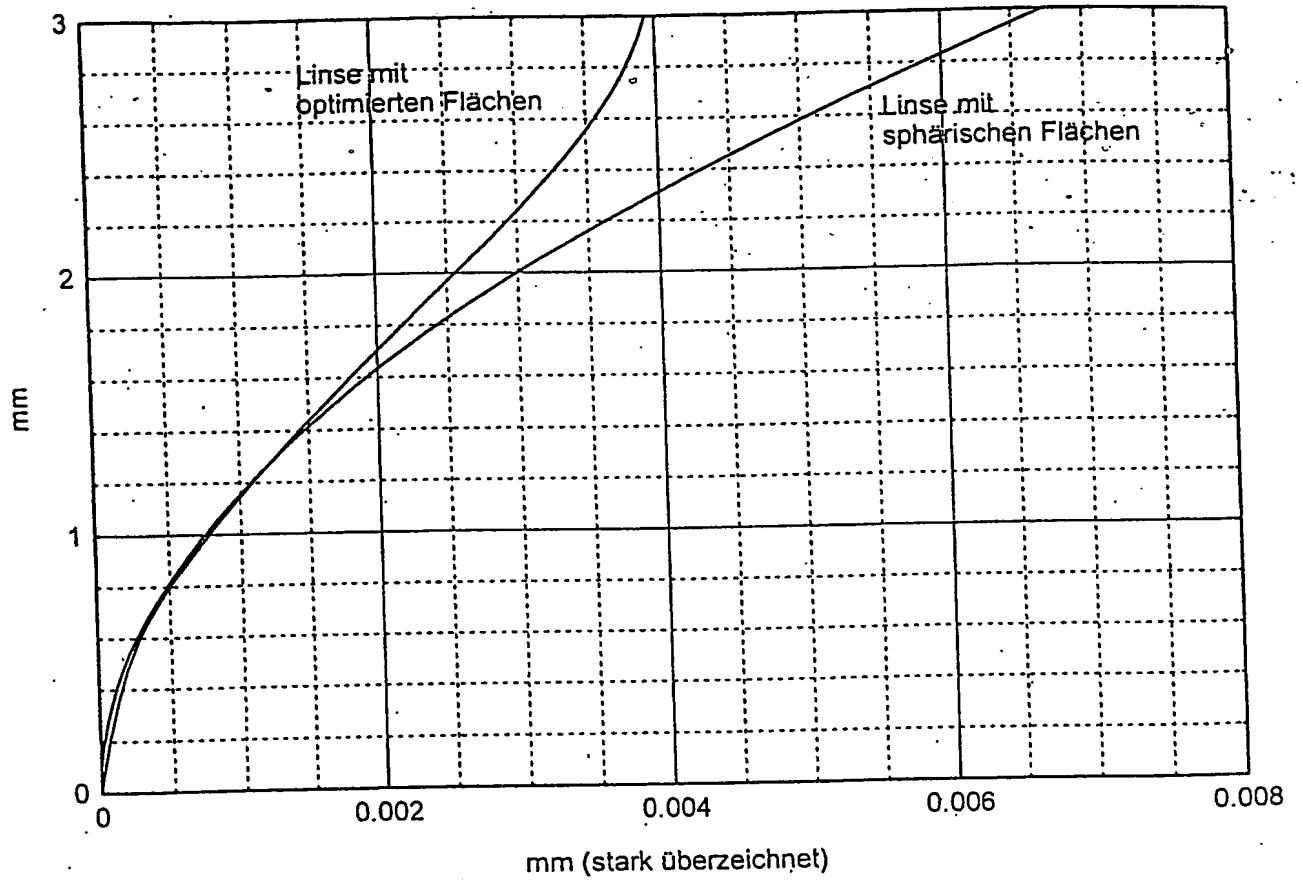


Fig. 9

**This Page is Inserted by IFW Indexing and Scanning  
Operations and is not part of the Official Record**

**BEST AVAILABLE IMAGES**

Defective images within this document are accurate representations of the original documents submitted by the applicant.

Defects in the images include but are not limited to the items checked:

- ☐ BLACK BORDERS
- ☐ IMAGE CUT OFF AT TOP, BOTTOM OR SIDES
- ☐ FADED TEXT OR DRAWING
- ☐ BLURRED OR ILLEGIBLE TEXT OR DRAWING
- ☐ SKEWED/SLANTED IMAGES
- ☐ COLOR OR BLACK AND WHITE PHOTOGRAPHS
- ☐ GRAY SCALE DOCUMENTS
- ☒ LINES OR MARKS ON ORIGINAL DOCUMENT
- ☐ REFERENCE(S) OR EXHIBIT(S) SUBMITTED ARE POOR QUALITY
- ☐ OTHER: \_\_\_\_\_

**IMAGES ARE BEST AVAILABLE COPY.**

**As rescanning these documents will not correct the image problems checked, please do not report these problems to the IFW Image Problem Mailbox.**